

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ

**Valutazione fluidodinamica di una connessione
cavopolmonare totale extracardiaca:
risultati numerici e sperimentali**

Mauro Grigioni (a), Carla Daniele (a), Costantino Del Gaudio (a),
Umberto Morbiducci (a), Antonio Balducci (a), Giuseppe D'Avenio (a),
Cristina Romanelli (a), David Di Meo (a), Mara Abbate (a),
Antonio Amodeo (b), Roberto Di Donato (b), Vincenzo Barbaro (a)

(a) Laboratorio di Ingegneria Biomedica, Istituto Superiore di Sanità, Roma
(b) Ospedale Pediatrico Bambino Gesù, Roma

ISSN 1123-3117

Rapporti ISTISAN

03/39

Istituto Superiore di Sanità

Valutazione fluidodinamica di una connessione cavopolmonare totale extracardiaca: risultati numerici e sperimentali.

Mauro Grigioni, Carla Daniele, Costantino Del Gaudio, Umberto Morbiducci, Antonio Balducci, Giuseppe D'Avenio, Cristina Romanelli, David Di Meo, Mara Abbate, Antonio Amodeo, Roberto Di Donato, Vincenzo Barbaro
2003, 24 p. Rapporti ISTISAN 03/39

La fluidodinamica numerica rappresenta un valido metodo di studio per la valutazione delle prestazioni fluidodinamiche della connessione cavopolmonare totale extracardiaca (TECPC, *Total Extracardiac Cavopulmonary Connection*), vale a dire di una particolare tecnica di chirurgia pediatrica normalmente adottata per il trattamento ed il recupero della patologia di cuore univentricolare. Per tale scopo, si è investigato un campo di variazione per la portata totale, ripartita per il 60% in vena cava inferiore e per il 40% in vena cava superiore, compreso tra 1 e 4 l/min, inoltre su entrambe le arterie polmonari si è imposto il bilancio delle pressioni: sotto queste ipotesi sono state condotte quattro simulazioni in condizioni stazionarie. Dal punto di vista geometrico la TECPC, sia numerica che sperimentale, è stata realizzata secondo le indicazioni fornite da esami di risonanza magnetica nucleare, che hanno permesso di stabilire un'inclinazione del condotto extracardiaco di 22° verso l'arteria polmonare sinistra ed un disallineamento tra gli assi delle vene cave di 0,6 cm. Un confronto tra la potenza dissipata, calcolata secondo le due metodologie (simulazione numerica e sperimentazione *in vitro*), ha evidenziato un accordo soddisfacente per i due modelli dando la possibilità di concludere che per mezzo della fluidodinamica numerica si possono, inoltre, avere informazioni rilevanti del complesso campo fluidodinamico che si stabilisce nella connessione in esame.

Parole chiave: Prove *in vitro*, Fluidodinamica numerica, Connessione cavopolmonare totale extracardiaca, Dissipazione di potenza

Istituto Superiore di Sanità

Fluid dynamic evaluation of a total extracardiac cavopulmonary connection: numerical and experimental results.

Mauro Grigioni, Carla Daniele, Costantino Del Gaudio, Umberto Morbiducci, Antonio Balducci, Giuseppe D'Avenio, Cristina Romanelli, David Di Meo, Mara Abbate, Antonio Amodeo, Roberto Di Donato, Vincenzo Barbaro
2003, 24 p. Rapporti ISTISAN 03/39 (in Italian)

Computational fluid dynamics represents a valid bench test to evaluate the fluid dynamic performance of a total extracardiac cavopulmonary connection (TECPC), which is a particular surgical procedure for the recovery of the right heart in paediatric patients. For this aim, a total flow, ranging from 1 to 4 l/min, with a distribution between the Inferior Vena Cava (IVC) and the Superior Vena Cava (SVC) equal to 6/4, was investigated; a balanced boundary condition, for the pressure, was imposed to the right pulmonary artery and to the left pulmonary artery, resulting four simulations in steady-state conditions. The geometry for the TECPC was realized according to nuclear magnetic resonance derived physiological values for the vessels and for the configuration adopted for the anastomosis (the extra-cardiac conduit was inclined of 22° towards the left pulmonary artery respect to the IVC axis and the offset between the IVC and SVC axes was 0.6 cm). A comparison between power dissipation values, evaluated from experimental measurements and computed from numerical simulations, was carried on: the good agreement of the results allows to conclude that with the numerical approach relevant indications of this complex flow domain can be easily achievable.

Key words: *In vitro* testing, Computational fluid dynamics, Total extracardiac cavopulmonary connection, Power loss

Per informazioni su questo documento scrivere a: grigioni@iss.it

Il rapporto è accessibile online dal sito di questo Istituto: www.iss.it/pubblicazioni

Presidente dell'Istituto Superiore di Sanità e Direttore responsabile: *Enrico Garaci*
Registro della Stampa - Tribunale di Roma n. 131/88 del 1° marzo 1988

Redazione: *Paola De Castro e Sandra Salinetti*
La responsabilità dei dati scientifici e tecnici è dei singoli autori.

© 2003 Istituto Superiore di Sanità (Viale Regina Elena, 299 - 00161 Roma)

INDICE

Tecniche cardio-chirurgiche e patologie congenite in pediatria	1
Il problema dell'assenza del ventricolo destro nella cardiocirurgia pediatrica	1
Approccio multidisciplinare	1
La connessione extracardiaca cavopolmonare totale	2
Descrizione del modello numerico e del set-up sperimentale	4
Modello fluidodinamico numerico	4
Set-up sperimentale	5
Visualizzazioni di flusso	6
Valutazione della dissipazione di potenza	7
Risultati del modello numerico	8
Morfologia del campo di moto	8
Perdite di pressione e di energia	19
Considerazioni finali	22
Bibliografia	24

TECNICHE CARDIO-CHIRURGICHE E PATOLOGIE CONGENITE IN PEDIATRIA

Le moderne tecniche chirurgiche consentono di trattare gravi patologie cardiache congenite, fonti nel non lontano passato di un'elevata mortalità nei primi mesi di vita. Spesso tali pazienti presentano un solo ventricolo funzionale: si cerca quindi di sfruttare, tramite opportune connessioni chirurgiche, il ventricolo regolarmente funzionante per assicurare una soddisfacente circolazione sia sistemica che polmonare. Nei casi di circolazione univentricolare creata da queste tecniche di chirurgia ricostruttiva, si deve evidentemente cercare di utilizzare al meglio le funzionalità residue dell'organismo. L'approccio bioingegneristico al problema permette di ottimizzare la geometria delle connessioni, così da ridurre le perdite energetiche ai fini di una sufficiente perfusione.

Il problema dell'assenza del ventricolo destro nella cardiocirurgia pediatrica

Circa l'uno per cento dei neonati soffre di anomalie cardiache, e di questi la metà richiede un intervento sollecito (entro il primo anno di vita), in modo da ripristinare una circolazione soddisfacente, essendo questa pregiudicata da anomalie morfologiche o funzionali. Si è quindi affermata negli ultimi anni una classe di interventi chirurgici ricostruttivi, che creano la cosiddetta circolazione Fontan (dal nome del chirurgo che ne ha proposto l'introduzione nella pratica clinica, oltre trent'anni fa) (1). Inizialmente questa procedura riguardava il bypass del ventricolo destro, affetto da malformazioni e quindi incapace di sospingere il flusso sanguigno nelle arterie polmonari, che portano il sangue venoso ai polmoni. Più recentemente il bypass del ventricolo è stato adottato con successo anche nel caso della sindrome del cuore sinistro ipoplasico (nota in letteratura con l'acronimo HLHS, *Hypoplastic Left Heart Syndrome*), in modo da far svolgere al ventricolo destro il ruolo di unico generatore di pressione (contrariamente a quanto avviene nel caso fisiologico, quando è il ventricolo sinistro a svolgere il lavoro principale).

In seguito a questo tipo di procedure chirurgiche, è un solo ventricolo a sostenere il carico della perfusione, sia sistemica che polmonare. È quindi evidente come sia necessario ottimizzare la geometria della connessione per evitare di sovraccaricare il ventricolo funzionale, ad esempio con perdite di pressione concentrate ai capi delle anastomosi fra i vasi coinvolti nella particolare operazione ricostruttiva. Sorge naturalmente l'esigenza di considerare il problema da più punti di vista, per cui ultimamente si è verificato un incremento delle collaborazioni fra clinici e bioingegneri, che ha portato a un significativo progresso nello studio della circolazione univentricolare.

Approccio multidisciplinare

L'approccio biomeccanico allo studio dell'apparato cardiovascolare è caratterizzato da una notevole complessità, dovuta sia alla necessità di considerare geometrie non elementari, sia al carattere nonstazionario dei fenomeni circolatori. Vari approcci allo studio dei problemi

biomeccanici (sperimentale, analitico, numerico) sono attualmente adottati per far fronte a tale complessità. Nell'ambito di modelli numerici, un obiettivo promettente risulta lo studio dei fenomeni emodinamici mediante i cosiddetti modelli multiscala, per cui alcuni distretti vengono modellizzati tridimensionalmente, mentre i rimanenti distretti della parte considerata del sistema cardiovascolare possono essere caratterizzati con modelli molto più semplici, a costanti concentrate (oppure, equivalentemente, a dimensione zero), senza apprezzabile perdita di accuratezza nel risultato finale. Questo tipo di studi non può, comunque, sostituire la modellizzazione fisica nello studio dell'emodinamica locale comprensivo del bilancio energetico.

I risultati riportati da Amodeo *et al.* (2) dimostrano la possibilità di adottare diverse tecniche d'indagine, che risultino complementari nell'affrontare lo studio della connessione chirurgica in oggetto: due diversi modelli *in vitro*, l'uno con condotto extracardiaco inclinato di 22° rispetto l'asse delle vene cave ed un altro con condotto parallelo al suddetto asse, sono stati studiati sperimentalmente e numericamente. Il fine dell'indagine è stato duplice: da un lato verificare sperimentalmente le differenze di comportamento fluidodinamica fra le due tecniche di connessione chirurgica, dall'altro valicare i risultati ottenuti, applicando le equazioni matematiche che modellizzano il comportamento del fluido nelle due situazioni, e preparare questi modelli per un successivo passo di raffinamento dello studio.

La connessione extracardiaca cavopolmonare totale

L'analisi delle prestazioni fluidodinamiche della connessione extracardiaca cavopolmonare totale (*Total Extracardiac CavoPulmonary Connection*, TECPC) consente una valutazione di questa tecnica chirurgica pediatrica. La procedura in esame è il risultato di continue modifiche a quella proposta per la prima volta nel 1971 (1), e successivamente modificata grazie al lavoro di de Leval *et al.* (3), per diminuirne la complessità chirurgica e migliorarne le prestazioni emodinamiche.

La TECPC è adottata quando sia necessario un bypass completo della parte destra del cuore. Per ottenere tale risultato entrambe le vene cave sono disconnesse dall'atrio destro e suturate direttamente sulle arterie polmonari. La vena cava superiore viene così connessa alle arterie polmonari mediante una anastomosi Glenn bidirezionale, mentre quella inferiore lo è tramite un condotto extracardiaco. L'effetto rilevante della suddetta tecnica chirurgica dovrebbe essere quello di garantire un'efficiente ripartizione delle portate afferenti nelle arterie polmonari, con minime perdite di pressione ed energia per la circolazione sistemica venosa e minimi sovraccarichi del lavoro ventricolare. Nel lavoro del 1996 di Dubini *et al.* (4) si mettono in risalto le conseguenze per tali perdite di energia per la fluidodinamica locale e il danneggiamento delle pareti dei vasi, dovute alla presenza di zone di ricircolo e/o stagnazione. Sulla base di queste considerazioni preliminari la realizzazione chirurgica della connessione TECPC deve essere in grado di garantire un adeguato decorso clinico, mediante la migliore disposizione spaziale dei vasi per il minimo sovraccarico del sistema venoso e del cuore.

In questa direzione si sono mossi molti gruppi di ricerca, studiare quale sia la più efficiente connessione rispetto alla perdita di pressione nelle arterie polmonari conseguente alla complessità del campo di moto che ivi si instaura. Gli strumenti d'indagine sono quelli più evoluti del panorama scientifico, sia per la sperimentazione *in vitro* (2, 5, 6) che per la simulazione numerica per la risoluzione delle equazioni del moto (4, 7-10). Entrambe le metodologie risultano utili e complementari per ottenere risultati accurati e affidabili. Da una parte la riproduzione *in vitro* della TECPC permette una valutazione qualitativa immediata, grazie alle visualizzazioni di flusso e successivamente quantitativa, grazie alle moderne tecniche

sperimentali basate sul trattamento delle immagini, quali la *Particle Image Velocimetry* (PIV). Dall'altra parte i software di simulazione numerica sono in grado di restituire caratterizzazioni altamente risolte del campo di moto e quantificare in maggior dettaglio gli eventi fluidodinamica. È quindi indispensabile uno sviluppo parallelo degli strumenti d'analisi al fine di raggiungere più alti livelli di ottimizzazione.

DESCRIZIONE DEL MODELLO NUMERICO E DEL SET-UP SPERIMENTALE

Nel quadro di una consolidata collaborazione fra il Laboratorio di Ingegneria Biomedica dell'Istituto Superiore di Sanità (ISS) e l'Ospedale Pediatrico Bambino Gesù di Roma, sono state studiate due particolari geometrie di TECPC (2), adottate presso lo stesso Ospedale. Tali connessioni circuitali differiscono per la presenza di un diverso angolo di inclinazione del condotto extracardiaco rispetto all'asse delle vene cave: angolo di 0° in un caso e di 22° nell'altro.

Modello fluidodinamico numerico

Il modello geometrico utilizzato per l'indagine numerica è stato realizzato in base ai dati ottenuti da analisi NMR (*Nuclear Magnetic Resonance*) (2): il diametro della vena cava superiore (*Superior Vena Cava*, SVC) e della vena cava inferiore (*Inferior Vena Cava*, IVC) è di 11,5 mm, mentre quello delle arterie polmonari destra (*Right Pulmonary Artery*, RPA) e sinistra (*Left Pulmonary Artery*, LPA) è di 8,6 mm. Inoltre è stato imposto uno scostamento fra gli assi delle vene cave, afferenti sulle arterie polmonari, di 6 mm e l'anastomosi tra la vena cava inferiore e l'arteria polmonare sinistra è stata effettuata tramite un condotto extracardiaco inclinato di un angolo pari a 22° verso la arteria polmonare sinistra (Figura 1).

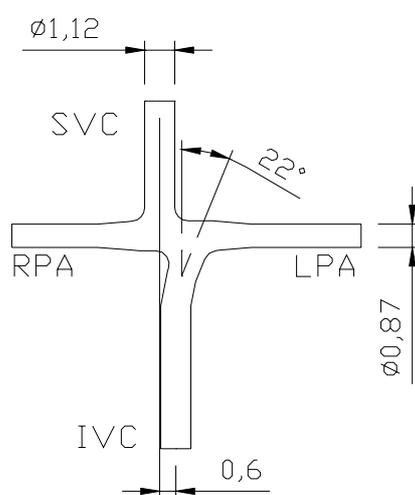


Figura 1. Modello numerico TECPC (misure in cm)

Il modello geometrico è stato realizzato mediante discretizzazione ad elementi finiti grazie all'impiego del software dedicato FIDAP (Fluent Inc., Lebanon, NH, USA) che adotta il metodo di Galerkin dei residui pesati. Gli elementi finiti utilizzati per la generazione della griglia "ibrida" di calcolo sono state celle tetraedriche (150902 elementi) ed esaedriche (14150 elementi), per un totale di 46758 nodi della griglia.

Il sangue è stato modellizzato come fluido omogeneo, incompressibile e Newtoniano con densità (ρ) pari a 1060 kg/m^3 e viscosità dinamica (μ) pari a $3,5 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$. Gli effetti di gravità sono stati trascurati.

Le condizioni di flusso sono state scelte laminari e stazionarie, sebbene quest'ultima possibilità risulta oggetto di dibattito (10) nell'ambito delle connessioni cavopolmonari totali. È, infatti, trascurabile la pulsatilità associata al ritorno venoso, tanto che le condizioni stazionarie di moto ben approssimano questo tipo di situazione fisiologica.

La descrizione del campo di moto procede dalla risoluzione numerica delle equazioni di Navier-Stokes che regolano il bilancio della quantità di moto nelle tre direzioni x , y e z , nonché dall'equazione di conservazione della massa che per un fluido incompressibile Newtoniano possono scriversi come:

$$\rho \left(\frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \nabla^2 u \quad (\text{componente } x)$$

$$\rho \left(\frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = - \frac{\partial p}{\partial y} + \mu \nabla^2 v \quad (\text{componente } y)$$

$$\rho \left(\frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = - \frac{\partial p}{\partial z} + \mu \nabla^2 w \quad (\text{componente } z)$$

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (\text{massa})$$

nelle quali u , v , w e p rappresentano rispettivamente le tre componenti cartesiane del vettore velocità e la pressione in ogni punto del dominio di calcolo e dove:

$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$$

La definizione delle condizioni al contorno per la risoluzione del problema consiste nel considerare rigide e impermeabili le pareti dei vasi e le componenti della velocità nulle in corrispondenza di esse. Nelle sezioni d'ingresso (SVC e IVC) è stato imposto un profilo di velocità parabolico completamente sviluppato per una portata totale di 1, 2, 3 e 4 litri/minuto, con rapporto 6/4 fra i flussi relativi alle vene cave inferiore e superiore rispettivamente. Nelle sezioni d'uscita (LPA e RPA) è, invece, stato imposto il valore della pressione, pari a 4 mmHg.

La risoluzione delle equazioni differenziali non-lineari di Navier-Stokes che descrivono il campo di velocità del dominio di calcolo discretizzato è stato scelto un algoritmo solutore *segregated* che risolve separatamente e sequenzialmente ogni equazione di bilancio (una per la pressione e tre per la velocità). Alla fine di ogni iterazione viene introdotta una correzione della massa affinché sia soddisfatta l'equazione di conservazione della portata, fino ad ottenere la convergenza del metodo, nei limiti di una tolleranza predefinita pari allo 0,1% di differenza fra valori d'iterazione successivi di tutte le grandezze calcolate.

Set-up sperimentale

La riproduzione in vetro soffiato della connessione conserva le medesime dimensioni del modello numerico (2). Essa è stata inserita in un circuito idraulico che realizza le condizioni stazionarie di flusso, in cui le pressioni di carico sono ottenute per effetto gravimetrico. Per

ottenere le condizioni di flusso prescelte (da 1 a 4 l/min, step 1 l/min) è stato costruito un apposito circuito consistente in: due serbatoi, uno associato alla SVC e uno alla IVC in grado di variare l'altezza piezometrica in maniera indipendente e un analogo sistema associato alle arterie polmonari, come mostrato in Figura 2 (2).

Le misure di pressione sono state effettuate mediante un catetere piezometrico (Millar Instruments, Inc. Houston, Texas) e il suo segnale d'uscita elaborato da un voltmetro digitale e successivamente convertito in mmHg.

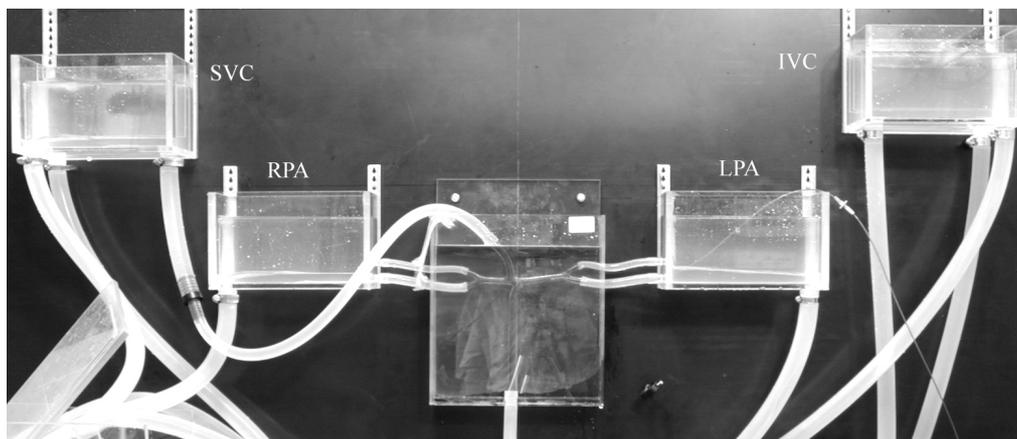


Figura 2. Circuito idraulico per le prove *in vitro*, in condizioni stazionarie di flusso; nella vasca centrale si può osservare il modello in vetro di TECPC

Visualizzazioni di flusso

Illuminando un piano di simmetria della TECPC (contenente gli assi dei vasi connessi mediante anastomosi) tramite un fascio di luce laser, si sono registrate immagini del flusso nella connessione. La Figura 3 mostra la visualizzazione del flusso nel modello in vetro della connessione cavopolmonare. La natura qualitativa della tecnica permette di rendere evidenti le caratteristiche morfologiche del campo di moto.

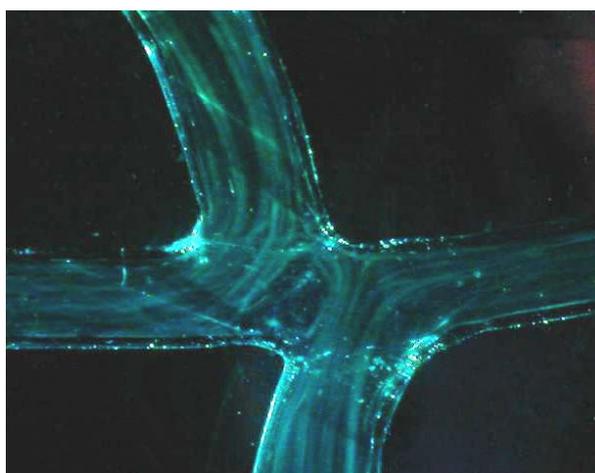


Figura 3. Visualizzazione dei flussi in corrispondenza della TECPC

Valutazione della dissipazione di potenza

La valutazione delle prestazioni idrauliche della geometria proposta, in differenti condizioni fluidodinamiche, è stata effettuata definendo due parametri: la potenza dissipata e il coefficiente di perdita di pressione, definiti come segue:

$$W = W_{VeneCave} - W_{PulmonaryArteries} = \sum_{i=IVC, SVC} \frac{\rho}{2} V_i^2 + P_i \left| Q_i \right| - \sum_{j=LPA, RPA} \frac{\rho}{2} V_j^2 + P_j \left| Q_j \right|$$

nella quale $V_{i,j}$ è la velocità media (definita come Q/A , dove Q è la portata misurata in l/min e A rappresenta l'area della stazione di misura della portata in cm^2) e $P_{i,j}$ la pressione nel vaso considerato. I pedici i e j sono da riferirsi rispettivamente alle vene cave e alle arterie polmonari.

Il coefficiente di perdita di pressione si definisce come:

$$K_p = \frac{\sum_{i=IVC, SVC} \frac{\rho}{2} V_i^2 + P_i \left| Q_i \right| - \sum_{j=LPA, RPA} \frac{\rho}{2} V_j^2 + P_j \left| Q_j \right|}{\sum_{i=IVC, SVC} \frac{\rho}{2} V_i^2 \left| Q_i \right|}$$

Le due precedenti relazioni sono state utilizzate sia con i risultati numerici, che sperimentali.

RISULTATI DEL MODELLO NUMERICO

Morfologia del campo di moto

Il modello numerico della TECPC consente la descrizione di molteplici aspetti legati alla fluidodinamica di questa tipologia di tecnica chirurgica. Diversamente da quanto accade per il metodo sperimentale, mediante il quale ogni singolo aspetto richiede una pianificazione dedicata, il metodo numerico di analisi garantisce la descrizione contemporanea della quasi totalità delle grandezze fisiche d'interesse dopo una singola simulazione. È tuttavia vero che la preparazione della elaborazione numerica non richiede meno attenzione che quella sperimentale. La scelta dell'algoritmo di soluzione, delle caratteristiche generali del campo di moto (incompressibilità, stazionarietà, ecc.) e del metodo di discretizzazione agli elementi finiti (forma degli elementi, densità degli elementi, ecc.) sono punti sensibili per questo tipo di studio. La completezza della descrizione del fenomeno e il grande numero di prove effettuabili fanno dei metodi numerici di analisi dei potenti strumenti progettuali che, come in questo caso, permettono di estendere e migliorare la conoscenza fisica, ma anche di pianificare aspetti sperimentali da investigare.

Nelle pagine seguenti si riportano i risultati ottenuti simulando numericamente il campo di moto in un modello di connessione cavopolmonare totale. Si presentano i campi di velocità, pressione e vorticità per sottolineare le caratteristiche fluidodinamiche dell'originale geometria adottata per l'anastomosi della vena cava inferiore sulla arteria polmonare sinistra. Particolare attenzione è richiesta nella descrizione dei flussi "secondari", quei flussi cioè prodotti dalle componenti ortogonali a quella dominante del moto (parallela all'asse dei vasi), evidenziando inoltre la complessità morfologica del campo di moto in funzione della connessione chirurgica adottata, sebbene la geometria prescelta presenti dimostrati vantaggi rispetto ad altre possibili (2). Infine si propone un confronto tra i risultati numerici e quelli ottenuti da sperimentazione in vitro, con il duplice fine di validare il modello numerico e renderlo quindi complementare allo studio sperimentale.

Nelle Figure 4-7 è tracciata la mappa colorimetrica del modulo della velocità per i valori di portata pari a 1, 2, 3 e 4 l/min, rispettivamente.

La scala dei colori associa dalle velocità più basse alle più alte i colori dal nero al bianco. Risulta evidente come, per i quattro casi investigati, la maggiore uniformità di colorazione nella arteria polmonare destra corrisponde ad una maggiore uniformità di velocità, rispetto all'arteria polmonare sinistra che presenta una zona estesa di velocità in modulo più alte rispetto alle altre. In assoluto le velocità di quest'ultima arteria polmonare (LPA) risultano più alte di quelle della destra (RPA) per effetto dello squilibrio di portata imposto (60/40 % fra IVC e SVC).

Nelle Figure 8-11 è tracciata la mappa colorimetrica della pressione per i valori di portata pari a 1, 2, 3 e 4 l/min, rispettivamente. Per tutti e quattro i casi analizzati, si evidenzia come la pressione risulta pressoché costante nelle due vene cave (inferiore e superiore) per diminuire in prossimità del condotto extracardiaco. È particolarmente interessante l'aumento di pressione statica evidenziato in ogni Figura in corrispondenza della parte superiore della arteria polmonare sinistra: il valore ottenuto in questa sezione, più alto di tutte le altre è da attribuirsi alla formazione di un punto di ristagno nella posizione di "impatto" del fluido con la parete. Ciò comporta una quasi totale perdita di energia cinetica del fluido a favore dell'energia di pressione statica.

Nelle Figure 12-15 è tracciata la mappa colorimetrica della vorticità nella sezione mediana della connessione cavopolmonare, per i valori di portata pari a 1, 2, 3 e 4 l/min, rispettivamente.

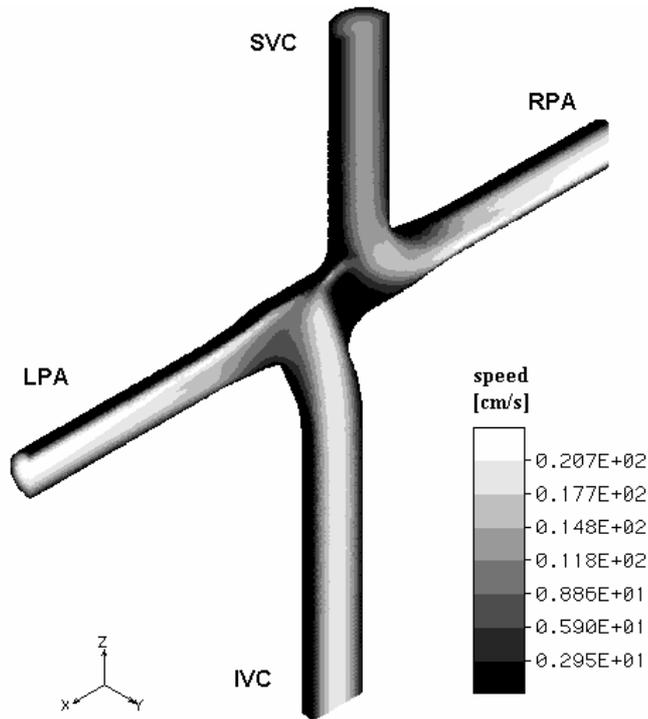


Figura 4. Mappa colorimetrica della velocità in cm/s per la portata pari a 1 l/min

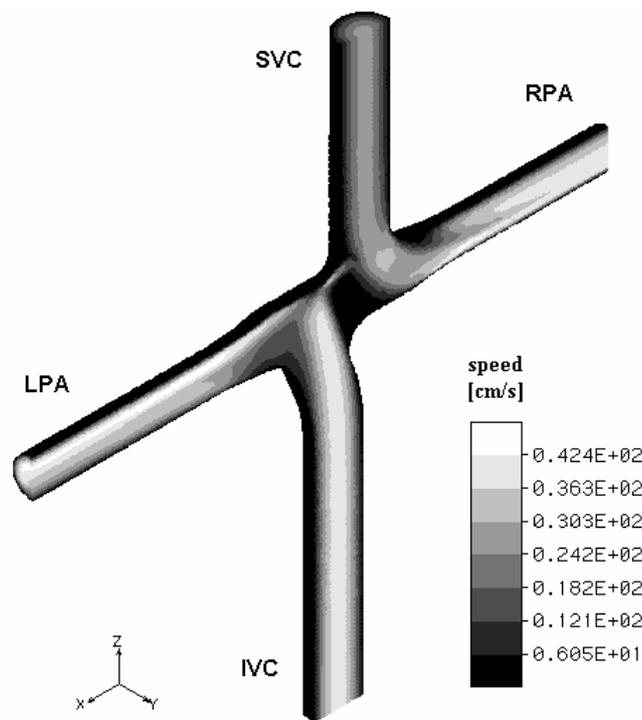


Figura 5. Mappa colorimetrica della velocità in cm/s per la portata pari a 2 l/min

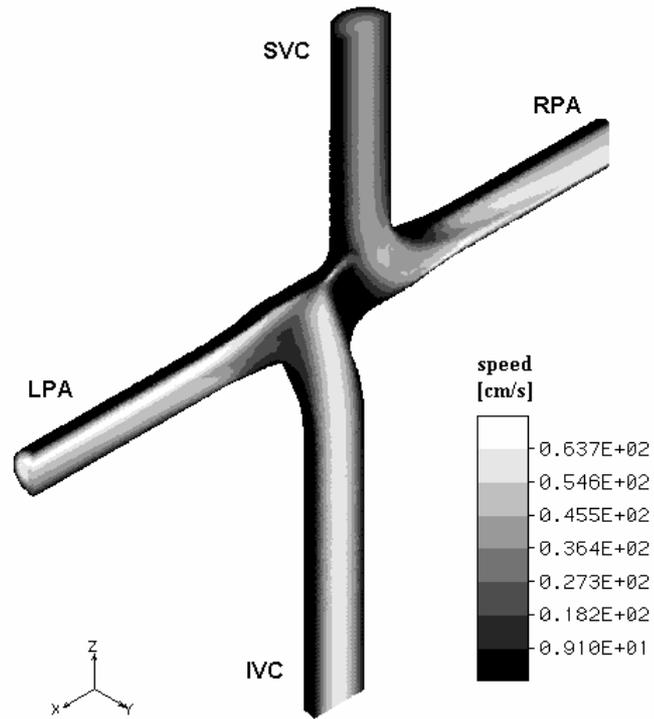


Figura 6. Mappa colorimetrica della velocità in cm/s per la portata pari a 3 l/min

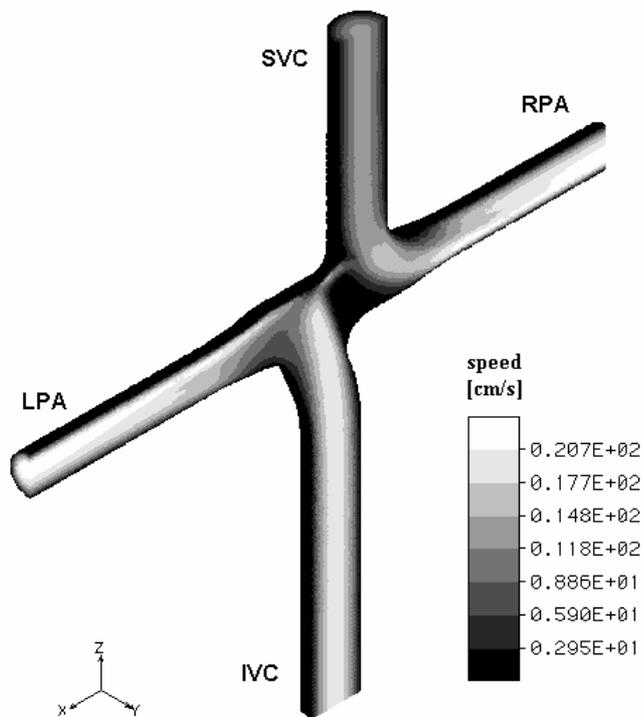


Figura 7: mappa colorimetrica della velocità in cm/s per la portata pari a 4 l/min

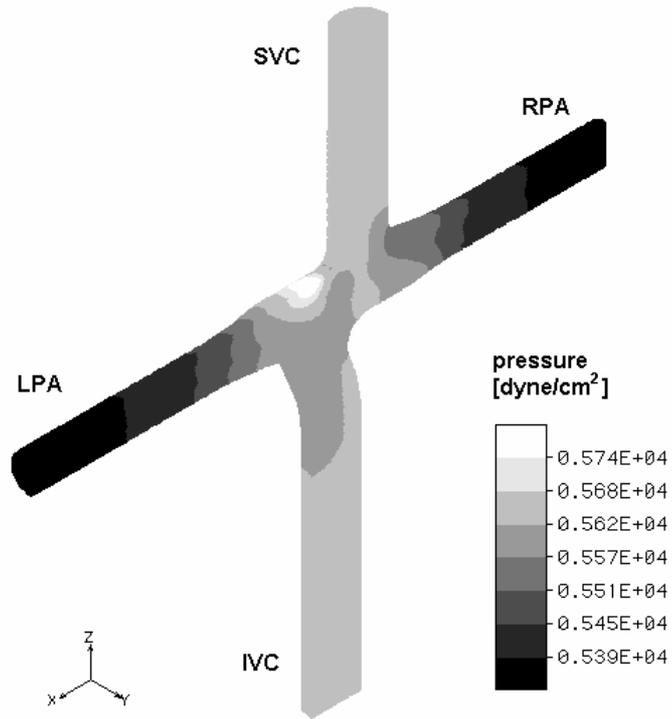


Figura 8. Mappa colorimetrica della pressione in dyne/cm^2 per una portata pari a 1 l/min

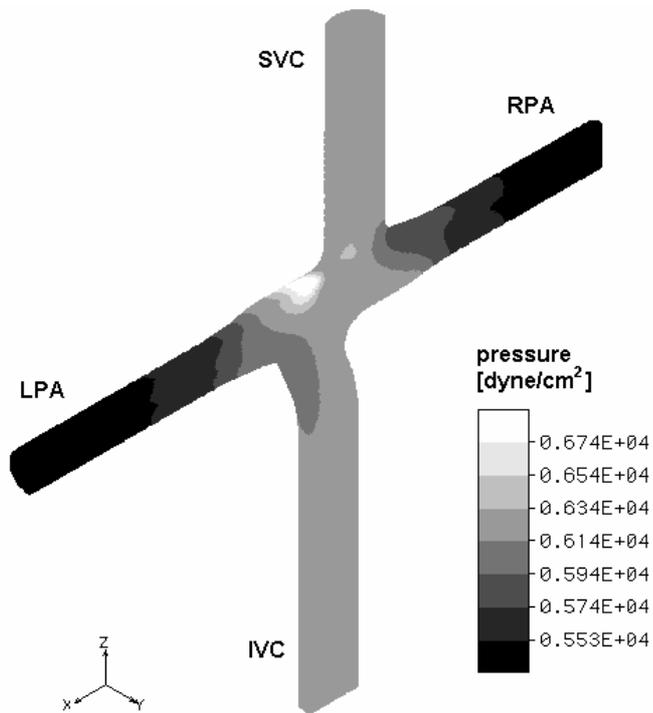


Figura 9. Mappa colorimetrica della pressione in dyne/cm^2 per una portata pari a 2 l/min

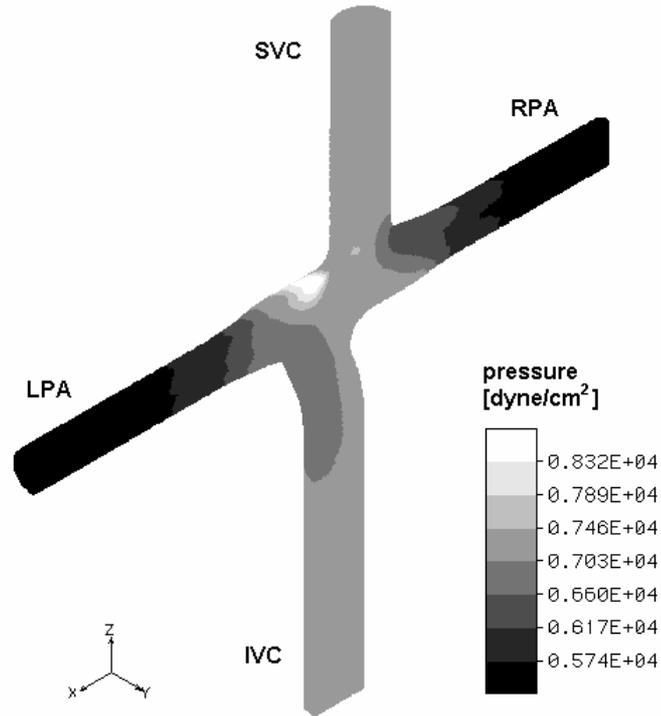


Figura 10. Mappa colorimetrica della pressione in dyne/cm² per una portata pari a 3 l/min

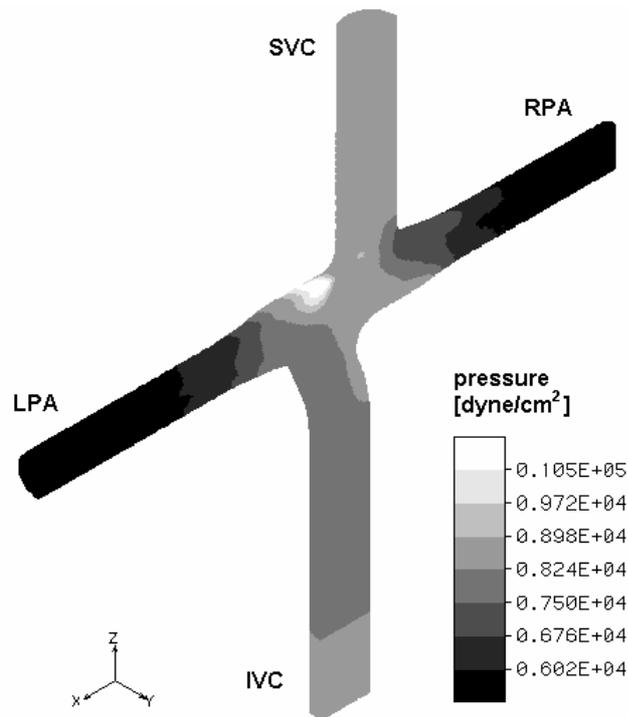


Figura 11. Mappa colorimetrica della pressione in dyne/cm² per una portata pari a 4 l/min

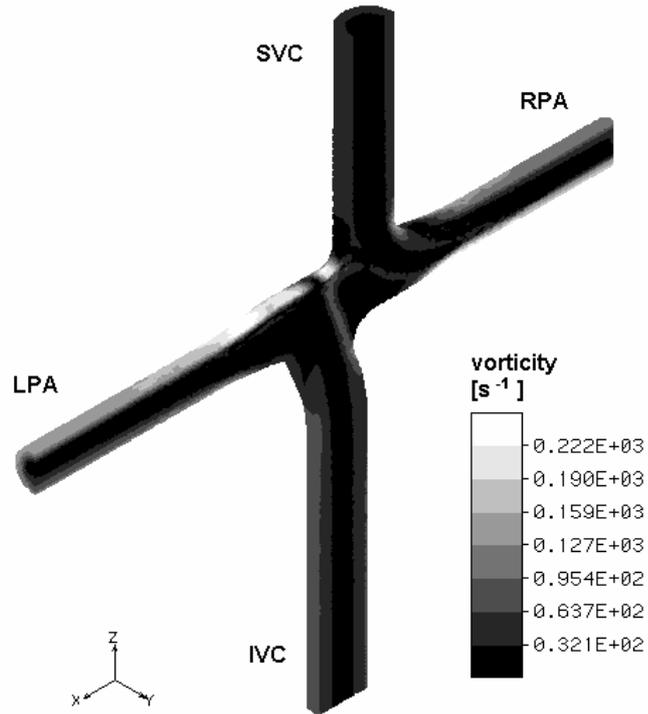


Figura 12. Mappa colorimetrica della vorticità in s⁻¹ per una portata pari a 1 l/min

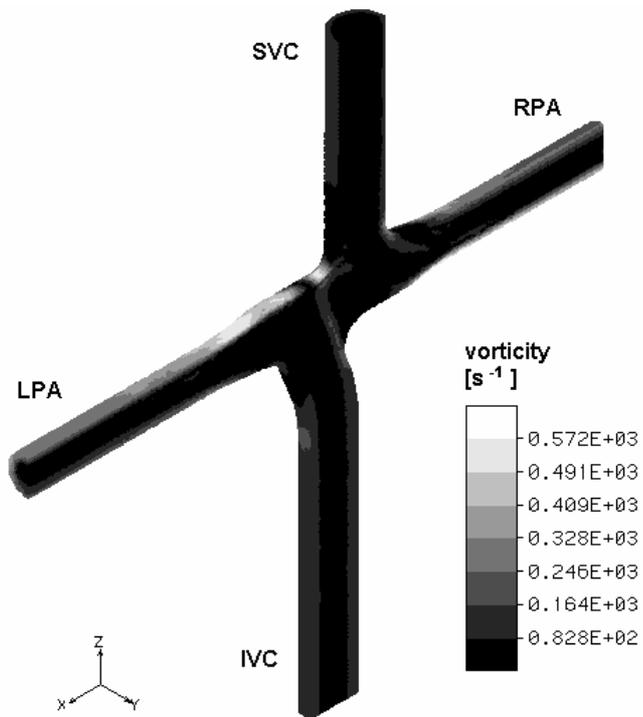


Figura 13. Mappa colorimetrica della vorticità in s⁻¹ per una portata pari a 2 l/min

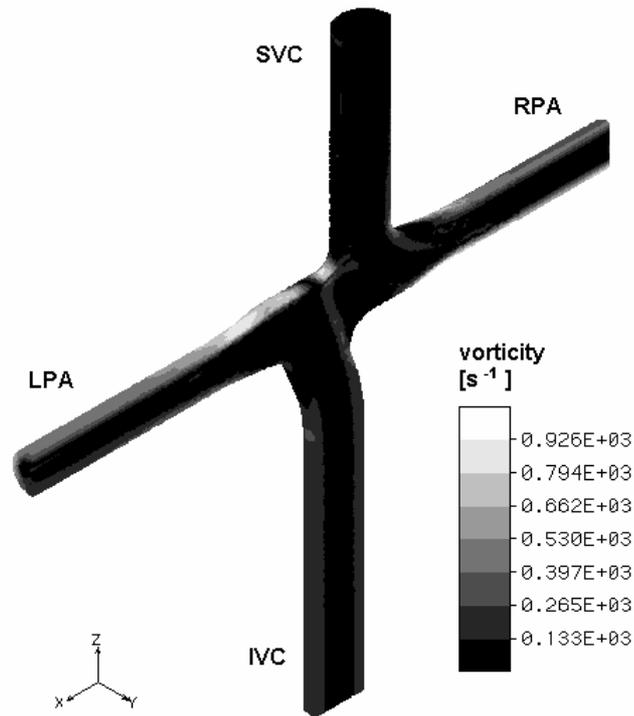


Figura 14: mappa colorimetrica della vorticità in s⁻¹ per una portata pari a 3 l/min

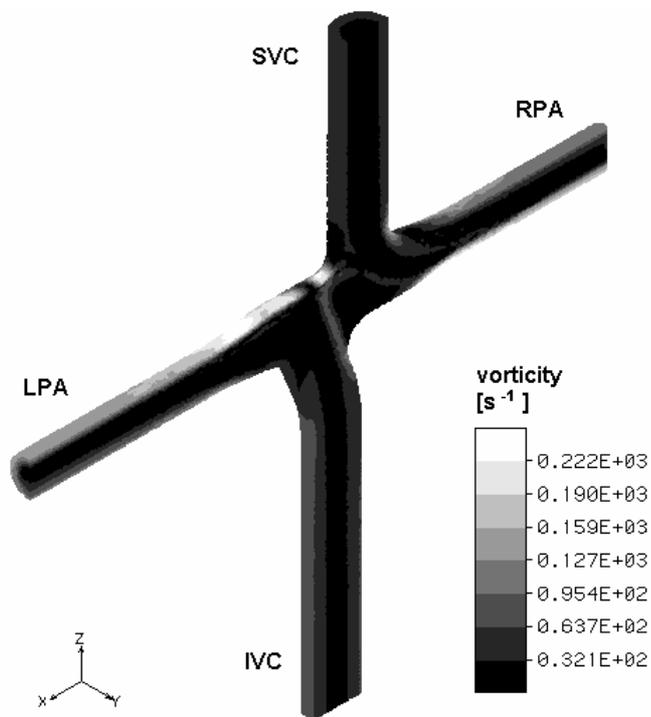


Figura 15. Mappa colorimetrica della vorticità in s⁻¹ per una portata pari a 4 l/min

La vorticità è per definizione la parte anti-simmetrica del tensore delle deformazioni di un volume di fluido. In particolare essa descrive le pure rotazione a cui il fluido è sottoposto nel campo di moto, a differenza della parte simmetrica del tensore che descrive le deformazioni che sul fluido intervengono, dando informazioni sulle sollecitazioni meccaniche. Dalla definizione si deduce quindi che la mappa di vorticità può fornire utili informazioni sulla presenza nel campo di moto di vortici o comunque di zone riciclotanti. In particolare la rotazione del fluido può essere associata al valore massimo della vorticità, come mostrato nelle Figure 12-15, in corrispondenza della parete superiore della arteria polmonare sinistra e corrispondentemente ai punti indicati nelle Figure 8-11 come ristagno della velocità.

Il confronto fra le mappe di velocità a portate differenti può dar conto delle differenti connotazioni morfologiche del campo di moto. La Figura 16 mostra le mappe colorimetriche di velocità per la minima e la massima portata simulate. La scala associata alle velocità non è la stessa per entrambe le Figure poiché con esse s'intende mettere in evidenza come sia differente, a differenti portate, la geometria della zona di riattacco del fluido alla parete a valle della connessione della vena cava superiore e della arteria polmonare destra. La diversa entità della velocità del fluido nelle due situazioni induce una più estesa zona di distacco per la portata più alta con conseguente riduzione dello spazio utile al passaggio del sangue.

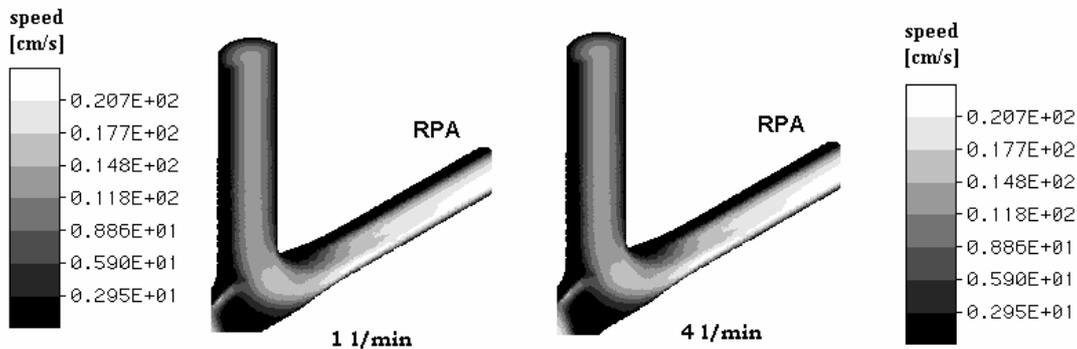


Figura 16. Particolare della zona di confluenza del fluido fra vena cava superiore e arteria polmonare destra per le portate di 1 e 4 l/min

La quasi netta separazione dei flussi entranti dalle vene cave, dovuta alla tecnica di connessione, impone l'influenza sul campo di moto su ciascuna delle arterie polmonari in modo predominante ad una delle vene cave. Nella arteria polmonare sinistra (LPA) si forma, conseguentemente, una coppia di strutture vortuose controrotanti (Figura 17a) il cui verso di rotazione è imputabile alla direzione di afflusso della vena cava inferiore, come mostrato dalle mappe vettoriali delle componenti y e z in Figura 17. Il fluido diretto dal basso verso la parte superiore della LPA, si separa in due direzioni opposte lungo la parete arteriosa dando vita ai predetti flussi secondari. Se tuttavia il campo di moto non risulta particolarmente complesso alle basse portate, tale condizione non è più verificata alle alte portate (Figura 17d). Una seconda coppia di strutture vortuose è visibile nella parte superiore dell'arteria polmonare sinistra per i 4 l/min. Il bipolo di strutture individuato alla portata più bassa diviene un quadripolo alla portata più alta.

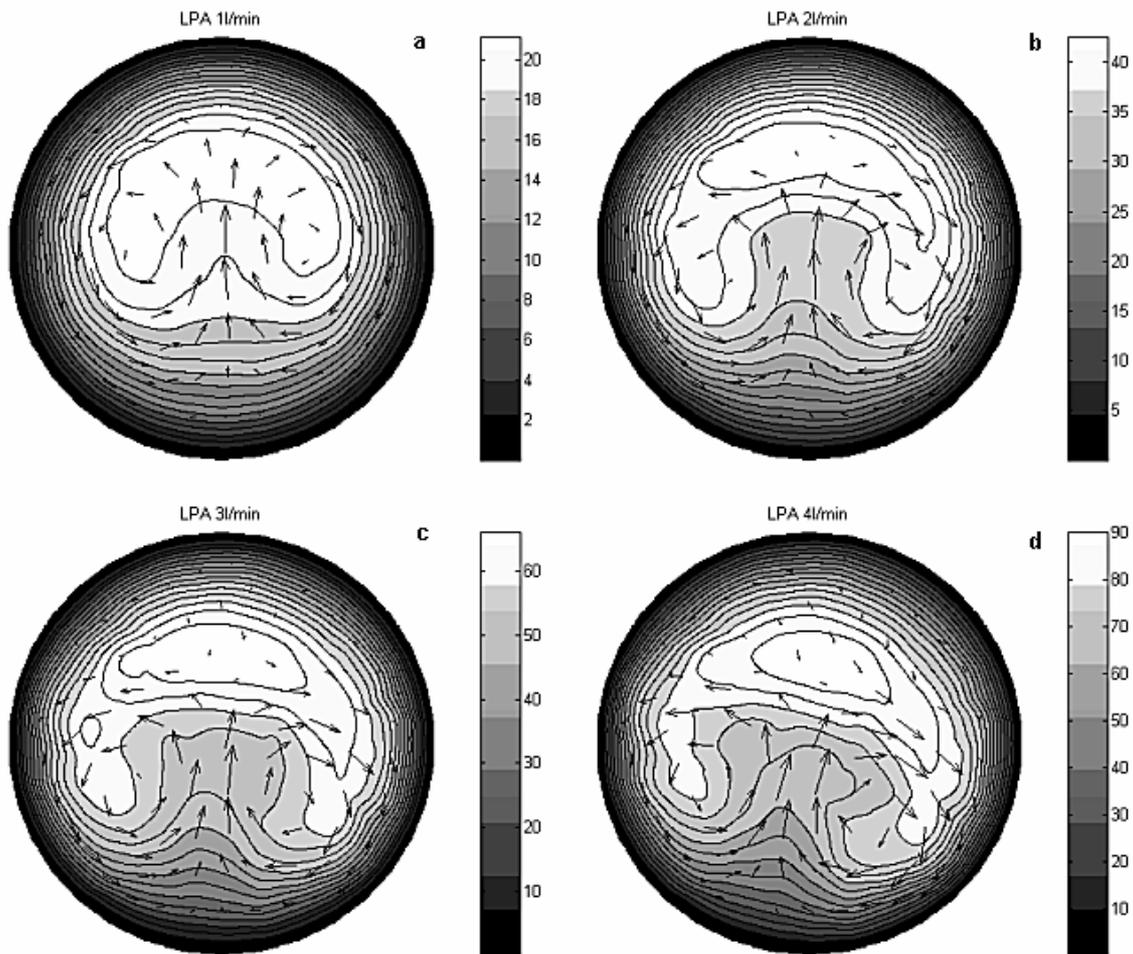


Figura 17. Mappe vettoriali dei flussi secondari nella arteria polmonare sinistra e mappe di colore della componente assiale della velocità a 5,5 cm dall'asse della SVC

La Figura 18 mostra i profili di velocità (in cm/s) tridimensionali per i quattro valori di portata prescelti nella sezione della arteria polmonare sinistra (LPA) posta a 5,5 cm dall'asse della SVC. La scala delle velocità utilizzata per i quattro valori di portata non è la medesima per ciascuno dei profili, ma questa scelta permette di evidenziare la morfologia dei profili stessi, con particolare riferimento alla posizione del valore massimo nella sezione in esame. Infatti, se si ha come riferimento la soluzione di Poiseuille-Hagen del moto completamente sviluppato di un fluido in un tubo, che prevede un profilo di velocità che descriva una parabola, in ognuno dei casi studiati, si distingue da una parte il valore nullo della velocità, imposto, alle pareti, ma anche che al centro del condotto non si raggiunge il valore massimo della velocità sulla sezione. Il fenomeno è particolarmente evidente alla portata più alta. Lo stesso fenomeno è visualizzato dalle mappe colorimetriche sovrapposte ai vettori di velocità nella Figura 17.

Nell'arteria polmonare destra (RPA) la situazione, descritta nella Figura 19 (sezione posta a 3,5 cm dall'asse della SVC) si capovolge rispetto a quanto mostrato per la LPA in Figura 17: il verso del fluido entrante dalla vena cava superiore (alto-basso) giustifica il cambiamento del verso rotazione delle strutture vorticosi secondarie presenti nella sezione in esame. Rispetto alla

situazione precedente si nota una minore variabilità morfologica del campo di moto al variare della portata e valori della velocità assiale (mappe colorimetriche sovrapposte), più bassi che in LPA, conseguenti allo squilibrio della portata entrante (6/4 fra IVC e SVC). In questa sezione della arteria polmonare destra, come nella corrispondente della arteria polmonare sinistra, il massimo della velocità assiale non corrisponde con il centro del condotto per ciascuna delle portate considerate.

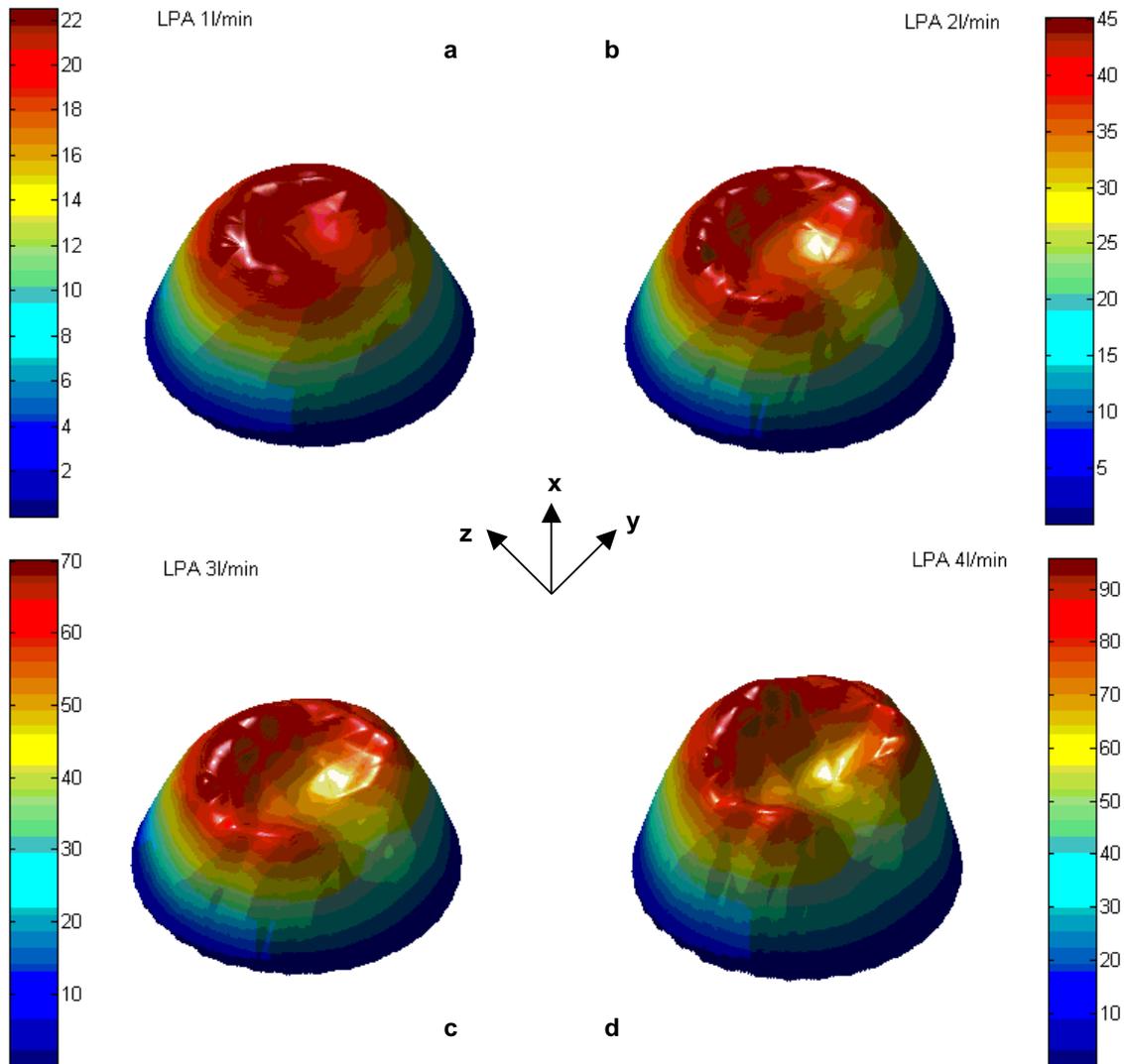


Figura 18. Profili di velocità assiale nell'arteria polmonare sinistra a 5,5 cm dall'asse della SVC

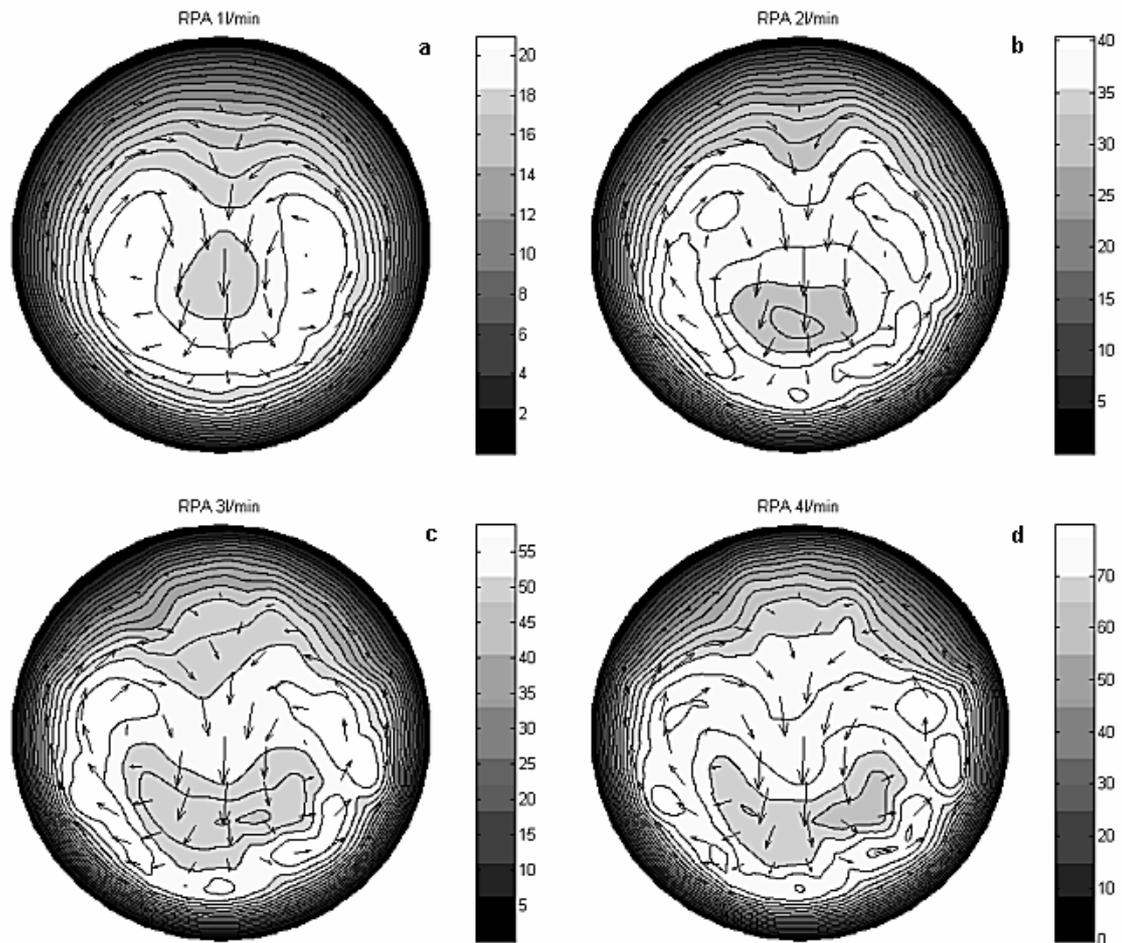


Figura 19. Mappe vettoriali dei flussi secondari nella arteria polmonare destra e mappe di colore della componente assiale della velocità a 3,5 cm dall'asse della SVC

I profili di velocità assiale per la medesima sezione dell'arteria polmonare destra sono riportati in Figura 20: non si è utilizzata anche in questo caso la medesima scala per le velocità per rendere evidenti le differenze esistenti fra la collocazione fra i punti di massima velocità per ciascuna delle portate esaminate, rispetto alla posizione della parete. Per tutte le quattro situazioni investigate, nella sezione considerata, più vicino alla pareti si possono individuare valori di velocità più alti che al centro del condotto.

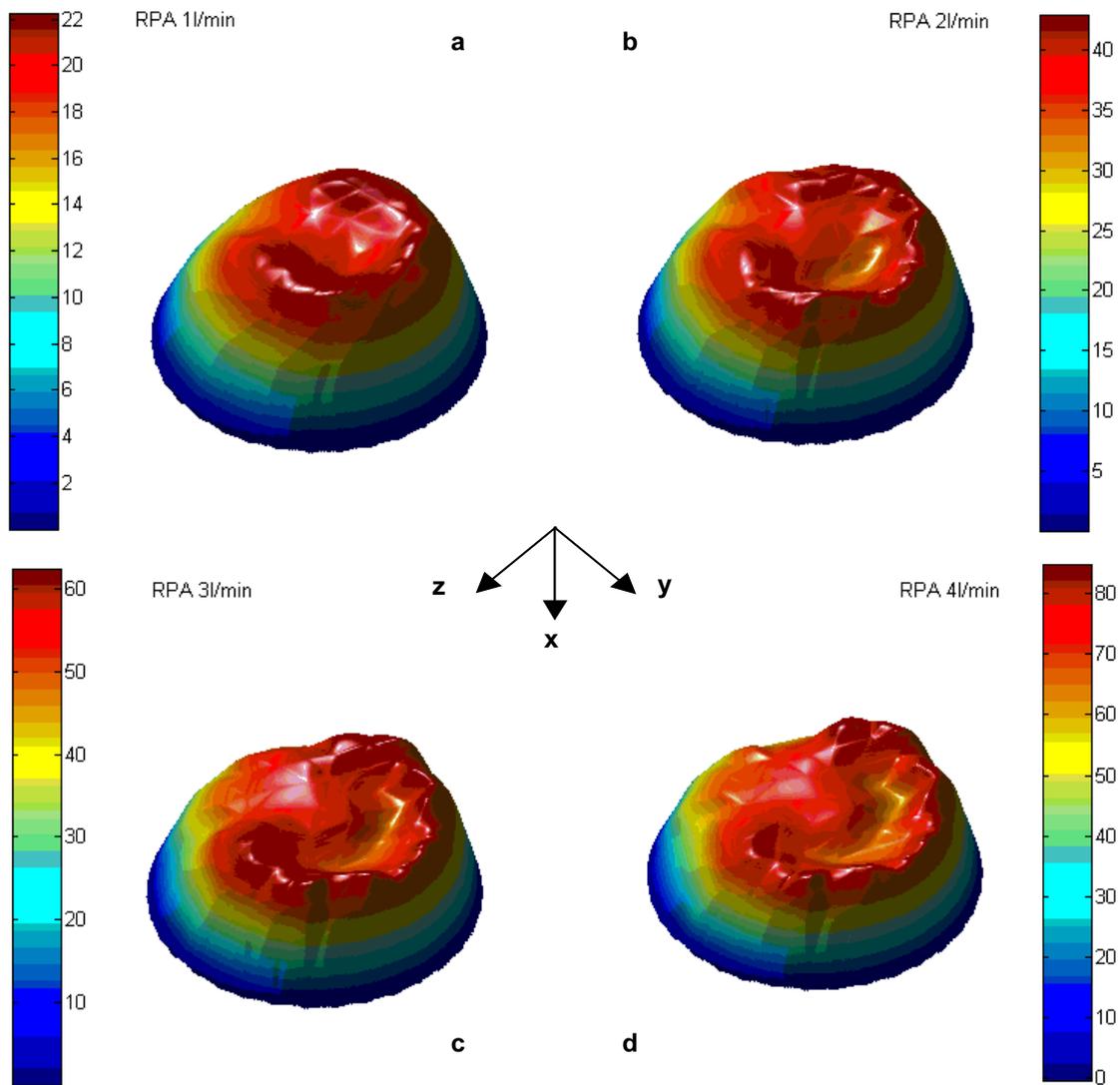


Figura 20. Profili di velocità assiale nell'arteria polmonare destra a 3,5 cm dall'asse della SVC

Perdite di pressione e di energia

Nelle Figure 21 e 22 si mostrano gli effetti della variazione di portata sulle perdite di pressione e potenza fra sezioni d'ingresso e d'uscita nella connessione. La Figura 21 riporta i coefficienti di perdita di pressione totale ed energia cinetica calcolati per le quattro portate scelte. La diminuzione di tali coefficienti con l'aumento di portata è conseguenza della diminuzione di lavoro di pressione convertito in energia cinetica, a favore delle dissipazioni viscosse. Come si evince dalla Figura 22, l'aumento del lavoro di pressione disponibile non equivale ad un uguale aumento di energia cinetica in valore assoluto.

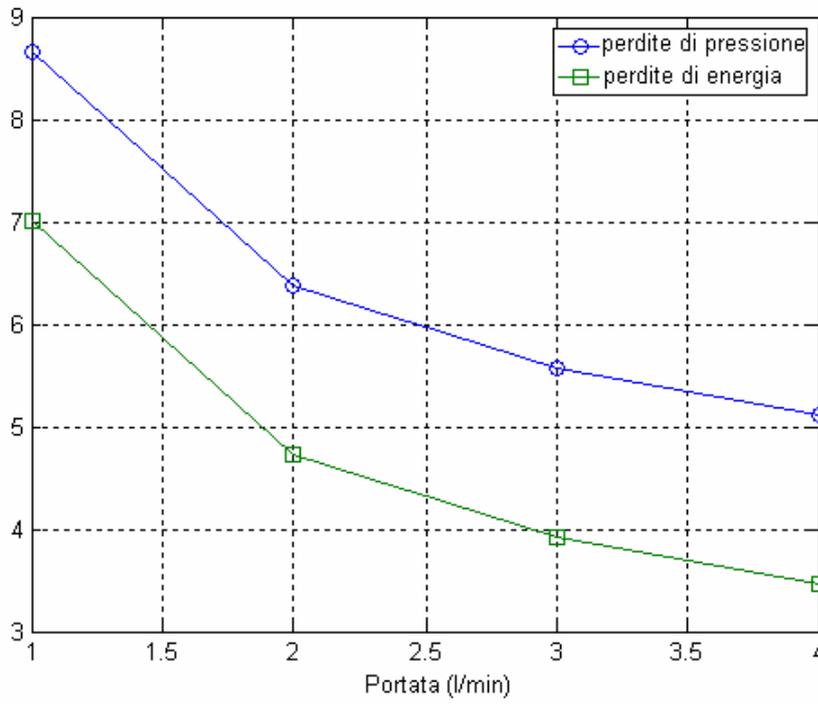


Figura 21. Perdite di energia (K_e) e perdite di pressione (K_p), risultati numerici

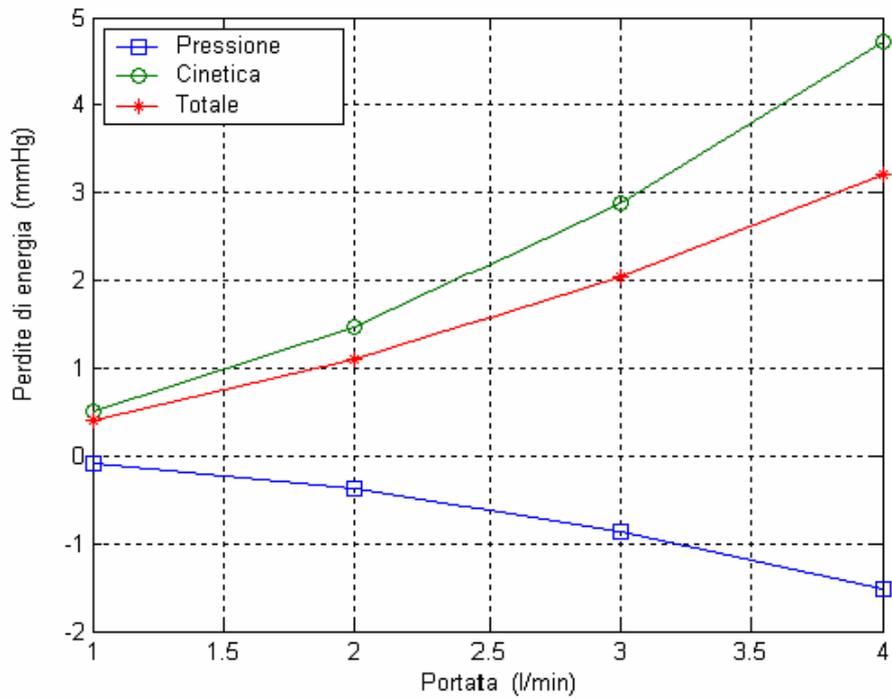


Figura 22: singoli contributi alla perdite di energia totale, risultati numerici.

Calcolando infatti le perdite di potenza correlate con l'aumento di portata, si verifica il maggior dispendio energetico relativo alle portate più alte, come evidenziato in Figura 23.

La Figura 23 mostra inoltre come le perdite di potenza idraulica calcolate nelle simulazioni numeriche siano confermate dalle osservazioni sperimentali: il buon accordo ottenuto fra le misure *in vitro* e lo studio numerico confermano la validità di quest'ultimo come strumento di indagine.

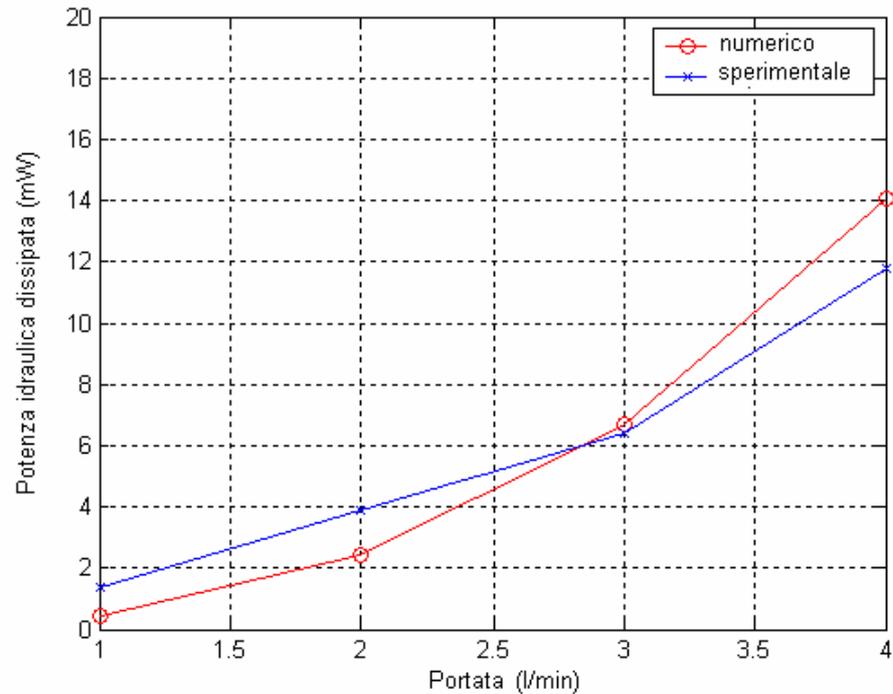


Figura 23. Potenza idraulica dissipata: confronto numerico-sperimentale

CONSIDERAZIONI FINALI

L'importanza dell'uso della simulazione numerica nello studio dei fenomeni fluidodinamici risiede nella possibilità di osservare da vicino fenomeni fisici di difficile osservazione sperimentale. Nel caso in esame è possibile mettere in evidenza la complessità del campo di moto nelle arterie polmonari in seguito alla connessione cavopolmonare.

La variazione della portata nella connessione è correlabile direttamente con la pressione necessaria nelle vene cave perché le condizioni di pressione nelle arterie polmonari vengano rispettate. Tale valore di pressione è influenzato dalla morfologia del campo di moto, cioè dalle perdite di pressione di origine convettiva e viscosa. Si è mostrato che il coefficiente di pressione, espressione matematica delle perdite di carattere viscoso, diminuisce all'aumentare della portata, situazione prevista dalla formulazione delle equazioni del moto, nelle quali l'aumento della velocità rende sempre più inefficace il contributo del tensore degli stress viscosi. È altrettanto vero che con l'aumento della portata divengono sempre più influenti sulle perdite idrauliche i termini convettivi delle equazioni del moto e che la complessità del campo di moto, compresa la presenza dei flussi secondari, ne giustifica il predominio sulle altre tipologie di perdite di potenza. Il confronto fra risultati numerici e sperimentali riportati confermano questa previsione: con l'aumento della portata si verifica un aumento delle perdite di potenza idrauliche. Ciò che determina, quindi, la portata erogabile dal modello di connessione è il valore di pressione che si può stabilire a monte delle vene cave. Esso dipende essenzialmente dalla pressione massima sviluppata dal ventricolo sinistra durante la fase sistolica, a parità di pressione di fine diastole. Tuttavia, l'aumento delle perdite di potenza accresce la pressione ventricolare necessaria al sostentamento della nuova condizione di flusso.

Si è dimostrato che la tipologia di connessione proposta, con anastomosi della vena cava inferiore non in asse con quella superiore, permette una riduzione delle perdite di pressione, rispetto ad altri metodi (5, 11). È stato peraltro messa in evidenza la positività della presenza del vortice nella zona di frapposta alle sezioni di congiunzione fra arterie polmonari e vene cave, la cui presenza riduce l'interferenza fra i fluidi provenienti dalle vene cave (2). Nonostante questo si è visto quanto complesso possa essere il campo di moto nelle arterie polmonari in seguito al raccordo con le vene cave. I flussi secondari si articolano in molteplici strutture vorticosi più o meno complesse a seconda della portata in ingresso e della posizione nella connessione (LPA o RPA). Le dimensioni dei vasi prese in considerazione possono essere considerate più sfavorevoli tra quelle possibili poiché ridotte rispetto a quelle riscontrate fisiologicamente. Si è tuttavia osservato che la dimensione dei vasi, al suo diminuire, influenza negativamente l'efficienza del flusso sanguigno nella connessione (12). Da qui la necessità di verificare le condizioni energetiche per cui sia possibile garantire il corretto afflusso di sangue nelle arterie polmonari, tenendo inoltre in considerazione che un eventuale sbilanciamento delle resistenze nelle arterie polmonari può determinare una notevole variazione delle perdite di carico per una stessa configurazione geometrica (13).

L'esperienza clinica, d'altro canto, dimostra come le condizioni emodinamiche caratteristiche di un paziente sottoposto ad un intervento di connessione cavopolmonare totale non rispettino tutti i parametri considerati fisiologici. La pressione di fine diastole, ad esempio, non si attesta sempre su valori bassi come quelli riscontrati su soggetti normali e utilizzati per questo studio. Di conseguenza, per stabilire valori di portata pari a quelli qui considerati, sarà necessario un lavoro ventricolare ancor più elevato e non sempre realizzabile dall'organismo del soggetto. In secondo luogo sono spesso osservate patologie congenite che alterano la normale conformazione delle vene cave contribuendo all'accrescimento della complessità del quadro

clinico in cui l'intervento di connessione cavopolmonare extracardiaca deve essere effettuato. È determinante quindi l'approfondimento della ricerca perché siano perfezionate le tecniche chirurgiche esistenti, al fine di ottenere un allungamento dei tempi di tolleranza del paziente alle modifiche al sistema cardio-circolatorio.

BIBLIOGRAFIA

1. Fontan F, Baudet E. Surgical repair of tricuspid atresia. *Thorax* 1971;26:240-8.
2. Amodeo A, Grigioni M, Oppido G, Daniele C, D'Avenio G, Pedrizzetti G, Ginnico S, Filippelli S, Di Donato RM. The beneficial vortex and best spatial arrangement in total extracardiac cavopulmonary connection. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2002;124:471-8.
3. de Leval MR, Kilner P, Gewilling M, Mc Goon DC. Total cavopulmonary connection: a logical alternative for complex Fontan operation. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1988;96:682-95.
4. Dubini G, de Leval MR, Pietrabissa R, Montevecchi FM, Fumero R. A numerical fluid mechanical study of repaired congenital heart defects. Application to the total cavopulmonary connection. *J Biomech* 1996;29:111-21.
5. Gerdes A, Kunze J, Pfister G, Sievers HH. Addition of a small curvature reduces power losses across total cavopulmonary connections. *Ann Thorac Surg* 1999;67:1760-4.
6. Ensley AE, Lynch P, Chatzimavroudis GP, Lucas C, Sharma S, Yoganathan AP. Toward designing the optimal total cavopulmonary connection: an *in vitro* study. *Ann Thorac Surg* 1999;68:1384-90.
7. Migliavacca F, de Leval MR, Dubini G, Pietrabissa R, Fumero R. Computational fluid dynamic simulations of cavopulmonary connections with an extracardiac lateral conduit. *Med Eng Phys* 1999;21:187-93.
8. de Leval MR, Dubini G, Migliavacca F, Jalali H, Camporini G, Redington A, Pietrabissa R. Use of computational fluid dynamics in the design of surgical procedures: application to the study of competitive flows in cavopulmonary connections. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1996;111:502-13.
9. Pennati G, Migliavacca F, Dubini G, Pietrabissa R, de Leval MR. A mathematical model of circulation in the presence of the bidirectional cavopulmonary anastomosis in children with a univentricular heart. *Med Eng Phys* 1997;19:223-34.
10. Bolzon G, Pedrizzetti G, Grigioni M, Zovatto L, Daniele C, D'Avenio G. Flow on the symmetry plane of a total cavo-pulmonary connection. *J Biomech* 2002;35:595-608.
11. Van Haesdonck JM, Mertens L, Sizaire R, Montas G, Purnode B, Daenen W, Crochet M, Gewillig M. Comparison of computerized numeric modelling of energy losses in different Fontan connections. *Circulation* 1995;92:322-6.
12. DeGroff CG, Carlton JD, Weinberg CE, Ellison MC, Shandas R, Valdes-Cruz L. Effect of vessel size on the flow efficiency of the total cavopulmonary connection: *in vitro* study. *Pediatr Cardiol* 2002;23:171-7.
13. Grigioni M, Daniele C, Del Gaudio C, Morbiducci U, Balducci A, D'Avenio G, Amodeo A, Barbaro V, Di Donato R. Numerical simulation of a realistic total cavo-pulmonary connection: Effect of unbalanced pulmonary resistances on hydrodynamic performance. *Int J Artif Organs* 2003;26:1005-14.

*La riproduzione parziale o totale dei Rapporti e Congressi ISTISAN
deve essere preventivamente autorizzata.*

*Stampato da Ditta Grafiche Chicca & C. snc
Via di Villa Braschi 143, 00019 Tivoli (Roma)*

Roma, dicembre 2003 (n. 4) 11° Suppl.